

MODELISATION PHYSIQUE ET MATHÉMATIQUE DE L'ÉCOULEMENT SANGUIN DANS L'ANEVRISME DE L'AORTE ABDOMINALE

Mbaya Ilunga Edouard¹, Mansiantima Lutete Doris², and Boale Bomolo Paulin³

¹Assistant à l'Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, RD Congo

²Assistant à l'Université Pédagogique Nationale de Kinshasa, RD Congo

³Chef des Travaux à l'Université de Kinshasa de Kinshasa, RD Congo

Copyright © 2016 ISSR Journals. This is an open access article distributed under the *Creative Commons Attribution License*, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

ABSTRACT: The Aneurysm is an expansion or distension of the wall of a blood vessel, however, this study is based on the abdominal aorta, a segment of the aorta that gives rise to the celiac trunk that divides into gastric arteries, liver and spleen. We designed physical model with the software Solidwokes. This software has allowed us to visualize the Abdominal Aortic Aneurysm, we have noticed an increase in the diameter of the aorta where less than 50% over the normal aorta. The mathematical models of blood flow in the abdominal aorta aneurysmed were made based on the exploitation of Navier Stokes equations, for the finite difference method and that of the law of conservation of momentum. These math modes show that in the Abdominal Aortic Aneurysm it has increase the upstream pressure of blood and decrease downstream.

KEYWORDS: modeling, physical, mathematical, blood, Aneurysm, Abdominal Aorta.

RESUME: L'Anévrisme est une dilatation ou distension anormale de la paroi d'un vaisseau sanguin. Cependant, la présente étude se base à l'aorte Abdominale, un segment de l'Aorte qui donne naissance au tronc coélique qui se divise en artères gastriques, hépatique et splénique. Nous avons conçu son modèle physique avec le logiciel SolidWokes. Ce logiciel nous a permis de visualiser l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale, nous avons remarqué une augmentation du diamètre de l'aorte d'au moins 50% par rapport à son diamètre normal. Les modèles mathématiques de l'écoulement sanguin dans l'aorte Abdominale anévrismée ont été réalisés sur base de l'exploitation des équations de Navier Stokes, par la méthode de différences finies et celle de la loi de conservation de l'impulsion. Ces modèles mathématiques ont démontré que dans l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale il ya augmentation de la pression sanguine en amont et diminution en aval.

MOTS-CLEFS: Modélisation, Physique, Mathématique, sang, Anévrisme, Aorte Abdominale.

INTRODUCTION

Depuis plusieurs décennies, le corps humain était considéré par les scientifiques comme un système dont le fonctionnement ne peut être étudié qu'au moyen des lois physiques. De nos jours, la mathématique en biologie et en médecine est en plein essor [1]. De plus en plus les praticiens des mathématiques purs et appliquées s'y intéressent, de façon symétrique de plus en plus les biologistes et les médecins ressentent le besoin d'une telle approche, et font appels à des techniques mathématiques et informatiques pour analyser les variations des paramètres de fonctionnement des organes qui composent le corps humain. Ces différents organes sont alimentés par le sang, un liquide de couleur rouge qui circule dans le corps à travers les vaisseaux. Force est de constater qu'en présence des pathologies vasculaires, les paramètres de circulation sanguine varient. Cependant, l'étude de la variation des grandeurs physiques et mathématiques dans l'Anévrisme de l'aorte Abdominale, une dilatation permanente localisée segmentaire avec perte du parallélisme des

bords du diamètre de l'aorte Abdominale [2 – 8], a retenu notre attention, dans l'objectif de contribuer à l'établissement de son modèle physique et mathématiques capables de décrire la pression linéaire dans le conduit en fonction de la vitesse d'écoulement et la pression pariétale. De ces deux écoulements, celui de la pression linéaire présente une vitesse d'écoulement stationnaire, pendant que l'autre présente une vitesse d'écoulement dépendant du temps.

MÉTHODES ET MATÉRIELS

Dans ce travail, les techniques expérimentales capables de traduire la réalité directement accessible à notre thème de recherche à l'échelle de laboratoire constituent la principale méthode utilisée pour examiner le comportement de l'écoulement sanguin dans l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA). Le logiciel SolidWokes sera aussi exploité dans la partie de la modélisation physique dans ce travail, pour prouver qu'il y a la cohérence entre la revue de la littérature spécialisée et les résultats expérimentaux.

L'étude bibliographique récente et fouillée faite sur les divers domaines ayant une implication directe ou indirecte avec cette recherche est investiguée, critiquée et complétée. La récolte et la répartition de l'évolution des pathologies vasculaires déjà utilisés dans le paramètre de l'aorte abdominale, à travers le monde ont servi comme retour d'expériences en cette matière sensible.

MODELISATION PHYSIQUE DE L'ANEVRISME DE L'AORTE ABDOMINALE

D'une manière générale, la modélisation est définie par le système étudié appelé système primaire et le modèle appelé système secondaire. Ce qui revient à comprendre que la modélisation est une simplification de la réalité [9]. Il est essentiel de retenir que dans le cadre de cet article, la modélisation physique n'est autre chose que la représentation de l'Aorte Abdominale Anévrismée sous forme d'un dessin afin d'analyser son comportement. Nous signalons que le modèle physique sera réalisé à partir du logiciel Solidwokes, et pour y arriver nous partirons d'un des mesures d'un spécimen réel de l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale obtenu auprès des médecins et d'autres personnes de la discipline. Les dimensions prélevées nous ont permis de dresser le tableau 1 ci-dessous :

TABLEAU 1 : Données relatives à l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale[10]

N°	VALEURS DU DIAMETRE (m)	VALEURS DE SECTIONS (m ²)
1	0.024901960784314	0.000400000000000
2	0.024411764705882	0.000400000000000
3	0.024509803921569	0.000394285714286
4	0.024901960784314	0.000400000000000
5	0.025882352941176	0.000394285714286
6	0.026862745098039	0.000400000000000
7	0.026372549019608	0.000428571428571
8	0.026372549019608	0.000451428571429
9	0.026862745098039	0.000457142857143
10	0.026372549019608	0.000457142857143
11	0.025882352941176	0.000451428571429
12	0.025882352941176	0.000451428571429
13	0.026372549019608	0.000451428571429
14	0.026568627450980	0.000457142857143
15	0.026666666666667	0.000502857142857
16	0.026666666666667	0.000508571428571
17	0.026666666666667	0.000514285714286
18	0.026862745098039	0.000514285714286
19	0.027843137254902	0.000508571428571
20	0.028823529411765	0.000531428571429
21	0.030784313725490	0.000571428571429
22	0.032745098039216	0.000600000000000
23	0.035686274509804	0.000685714285714
24	0.037647058823529	0.000771428571429
25	0.039117647058824	0.000874285714286
26	0.040098039215686	0.000971428571429
27	0.050392156862745	0.001028571428571
28	0.050931372549020	0.002038685714286
29	0.039117647058824	0.001057142857143
30	0.038627450980392	0.001028571428571
31	0.037647058823529	0.000988571428571
32	0.036176470588235	0.000942857142857
33	0.033725490196078	0.000851428571429
34	0.032254901960784	0.000742857142857
35	0.030784313725490	0.000657142857143
36	0.029803921568627	0.000565714285714
37	0.027352941176471	0.000514285714286
38	0.026372549019608	0.000428571428571
39	0.025882352941176	0.000400000000000
40	0.025980392156863	0.000394285714286
41	0.026078431372549	0.000388571428571
42	0.024901960784314	0.000400000000000

Le tableau 1 concerne les données relatives à l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale(AAA). Ces données indiquent particulièrement les différentes dimensions des tronçons du diamètre et de leurs sections. Nous constatons qu'il n'ya pas de grands écarts entre ces valeurs. Ces dernières ont une évolution en dents de scie.

Partant de ces mesures et après conception dans le logiciel Solidwokes, les résultats du modèle physique sont présentés par la figure 1 ci-dessous :

AORTE À L'ÉTAT PATHOLOGIQUE (ANÉVRISME)

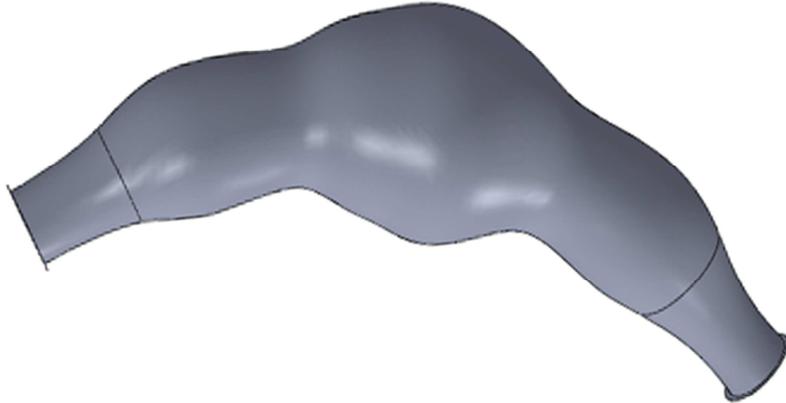


Figure 1. : L'Aorte Abdominale Anévrismée

La figure 1 est le modèle physique de l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale. Ce modèle illustre la forme de l'aorte abdominale atteinte par l'anévrisme, ses différentes coupes se présentent de la manière suivante (figures 2, 3 et 4).

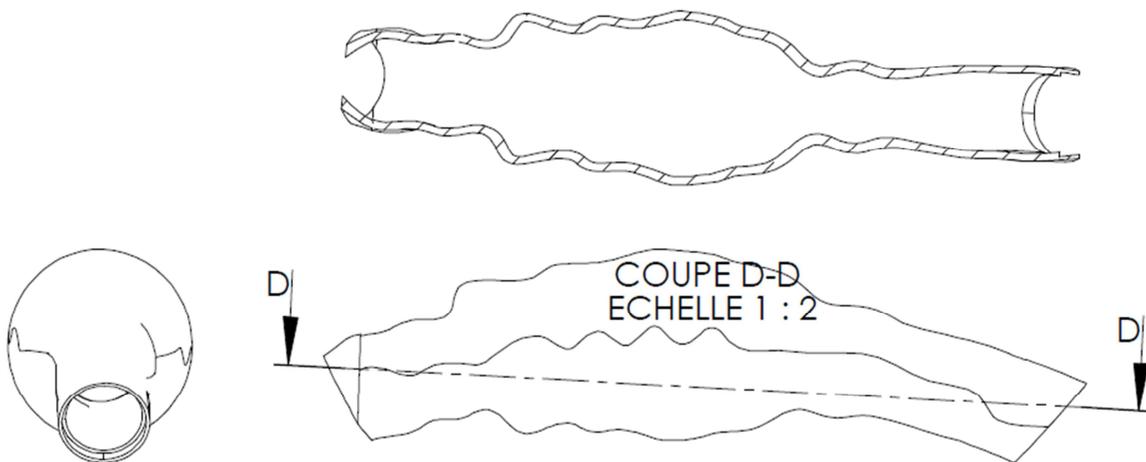


Figure 2.

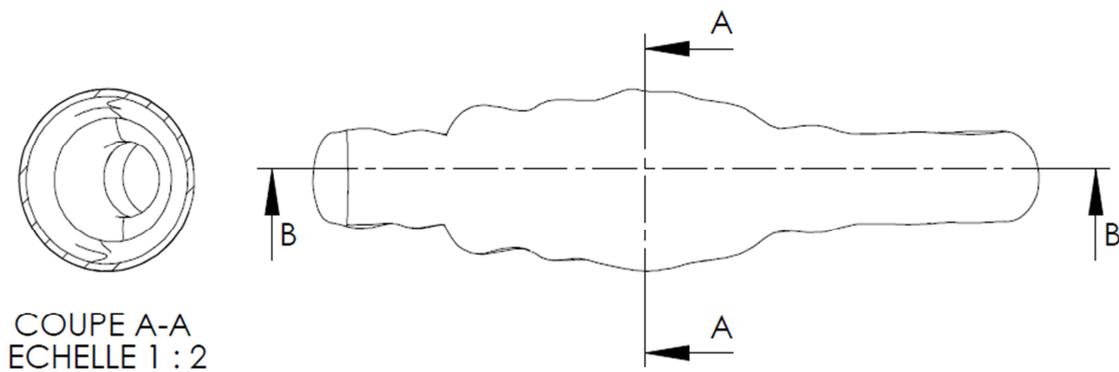
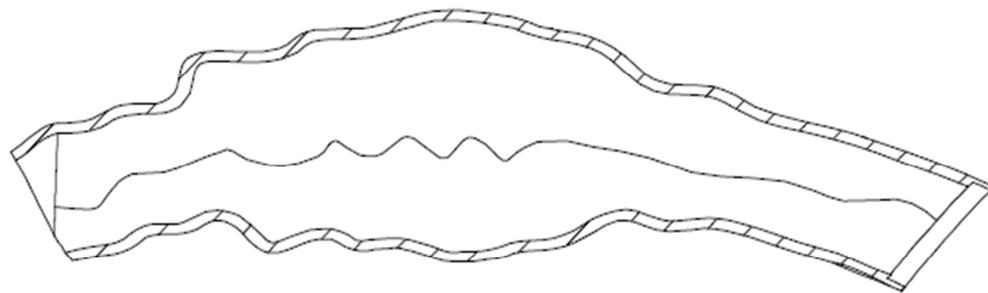


Figure 3.



COUPE B-B
ECHELLE 1 : 2

Figure 4.

La figure 1 montre la forme de l'Aorte à l'état pathologique (Anévrisme).ses différentes coupes sont représentées par les figures 2, 3 et 4. Nous observons que l'Aorte à l'état pathologique (Anévrisme), a la forme d'une conduite à section variable.

MODELISATION MATHEMATIQUE

La modélisation mathématique étant une représentation d'un système sous forme d'équations mathématiques afin d'analyser son comportement. Il est important de savoir que la description mathématique d'un fluide en mouvement se fait au moyen des fonctions déterminant la distribution de sa vitesse $V = v(x,y,z,t)$, sa pression et de sa densité.

Ces fonctions sont définies par les relations suivantes :

$$V = v(x,y,z,t)$$

$$P = p(x,y,z,t)$$

$$\rho = \rho(x, y, z, t)$$

ces trois fonctions (vitesse, pression, densité) déterminent complètement l'état d'un fluide en mouvement et sont généralement des fonctions des coordonnées x,y,z et du temps t , ce qui conduit à dire que $v(x,y,z,t)$ est la vitesse du fluide dans chaque point x,y,z de l'espace à l'instant t .

Le sang humain est aligné dans le rang des fluides incompressibles (non newtonien), or les fluides incompressibles sont gouvernés par les expressions d'Euler [11], à savoir :

$$1) \oint \rho v df \quad (1)$$

$$2) -\frac{\partial}{\partial t} \int \rho dv \quad (2)$$

Egalant les deux expressions, on obtient l'équation de Navier Stokes[12 – 16] :

Équation de continuité

$$\left\{ \frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \operatorname{div} v + v \operatorname{grad} \rho = 0 \right. \quad (3)$$

Équation de mouvement

$$\left\{ \frac{\partial v}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \vec{v} + \vec{\nabla} p = \frac{1}{Re} \nabla^2 \mu \vec{\nabla} \cdot \vec{v} = 0 \right. \quad (4)$$

Parce qu'il s'agit de l'écoulement du sang, nous prenons en compte l'équation de mouvement. La résolution de cette équation de Navier Stokes et de l'équation de conservation de l'impulsion dans un écoulement que nous avons abordé au point 3.2 de cet article, nous permet d'obtenir les modèles d'équations capables de gouverner le système qui caractérisent l'objet de notre étude.

Ces équations sont à savoir :

EQUATION DE NAVIER STOKES

L'équation de Navier Stokes pour les fluides incompressibles étant :

$$\frac{\partial v}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \vec{v} = -\frac{1}{\rho} \vec{\nabla} p + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (5)$$

\vec{v} : vitesse du fluide en m/s

ρ : Masse volumique en kg/m³

P : pression du fluide en N/m²

μ : viscosité cinématique du fluide

Sachant que le premier membre de l'équation est une dérivation partielle ou dérivé matériel, en considérant que l'écoulement est stationnaire c.à.d. ne dépend pas du temps, la vitesse est constante, ces hypothèses nous conduisent à dire que le premier membre de l'équation peut être égalé à zéro(0).

$$0 = -\frac{1}{\rho} \vec{\nabla} p + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (6)$$

$$\rightarrow \frac{1}{\rho} \vec{\nabla} p = \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (7)$$

En considérant que l'écoulement se fait pleinement dans une direction de y à cause de la différence de pression qui existe entre l'entrée et la sortie de l'artère, l'équation (7) de Navier Stokes prend la forme suivante:

$$\frac{\partial^2 v}{\partial y^2} = \frac{1}{\eta L} (P_1 - P_2) \quad (8)$$

Où

η : Viscosité absolue ;

L : longueur entre P_1 et P_2 .

Cette équation est le modèle mathématique de notre artère qui relie la pression à la vitesse.

Elle peut être exploitée et traitée par des méthodes numériques, parmi lesquelles nous citons[17 – 28] :

- La méthode des différences finies ;
- La méthode des éléments finis ;
- La méthode des volumes finis.

Pour approfondir notre étude, nous faisons recours à la méthode des différences finies, en voici les principes :

$$\frac{\partial^2 f(x)}{\partial x^2} = \frac{f_{i+1} + f_{i-1} - 2f_i}{\Delta x^2} \tag{9}$$

$$\frac{\partial f(x)}{\Delta t} = \frac{f^{tn+1} - f^{tn}}{\Delta t} \tag{10}$$

DISCRÉTISATION DES ÉQUATIONS DE NAVIER-STOKES

Avant de discrétiser cette équation, relevons une difficulté qui est celle de la présence de l'opérateur ∇ dans ces équations. Nous avons comparé ces équations à l'une des équations aux dérivées partielles dont la solution est déjà connue. Il s'agit :

- des équations aux dérivées partielles hyperboliques ;
- des équations aux dérivées partielles paraboliques ;
- des équations aux dérivées partielles elliptiques.

Leur forme générale se présente comme suit :

$$\frac{V^{n+1} - V^n}{\Delta t} + \nabla \cdot (V^{n+1} \times V^n) = \nabla p^{n+1} + \frac{1}{Re} \Delta V^{n+1} \tag{11}$$

Après comparaison avec l'une des équations évoquées ci-haut nous obtenons :

$$\frac{V^{n+1} - V^n}{\Delta t} + V^{n+1} \left(\frac{\partial V}{\partial x} \right)^n - \frac{1}{Re} \left(\frac{\partial^2 V}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} \right)^n \tag{12}$$

Et après regroupement des termes on obtient finalement l'expression de la vitesse après n pas.

$$V^{n+1} = \frac{V^{n+1} + \frac{\Delta t \partial^2 V}{Re \partial y^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial x^2}}{1 + \Delta t \left(\frac{\partial V}{\partial x} \right)^n} \tag{13}$$

Cette expression de la vitesse nous permet de ressortir le graphique donnant la forme du maillage.

MAILLAGE

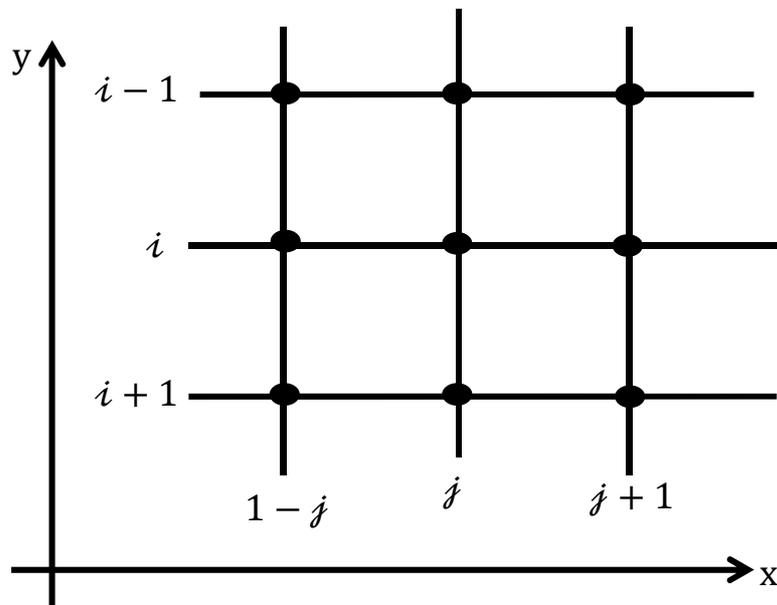


Figure 5 : maillage de la vitesse en fonction des pas.

Dans cette graphique, la vitesse V est représentée par y et le pas par x.

En se référant de cette forme de maillage, l'équation de mouvement de Navier-stokes sous forme discrète s'écrit :

$$\frac{V_{i+1,j}^{n+1} - V_{i+1,j}^n}{\Delta t} + V_{i+1,j}^{n+1} \times \frac{V_{i+1,j}^n - V_{i-1,j}^n}{2\Delta x} + V_{i+1,j+1}^n - V_{i+1,j-1}^n + \frac{V_{i+1,j}^n - V_{i-1,j}^n}{\Delta x} = \frac{1}{Re} \left[\frac{V_{i+3,j}^n - 2V_{i+1,j}^n + V_{i-1,j}^n}{\Delta x^2} + \frac{V_{i+1,j+1}^n - 2V_{i+1,j}^n + V_{i+1,j-1}^n}{\Delta y^2} \right] \quad (14)$$

Cette discrétisation permet de tracer le graphique de maillage de la pression linéaire (Figure 6).

RÉSOLUTION DE L'ÉQUATION :

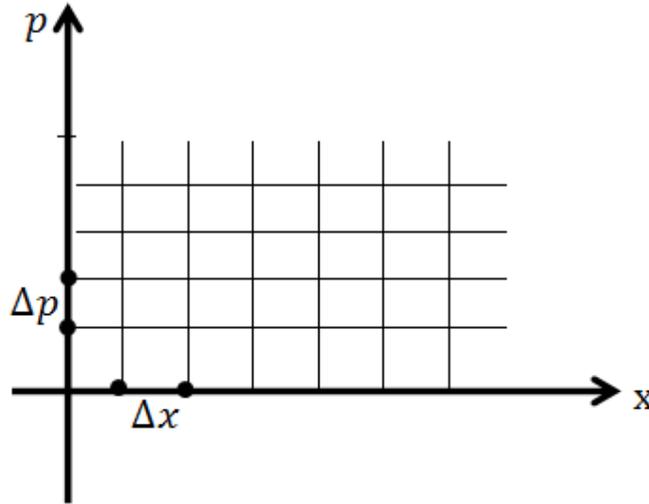


Figure 6 : maillage de la pression.

La figure 6 indique le maillage de la pression en fonction des pas de calcul.

EQUATION DE LA CONSERVATION DE L'IMPULSION [29]

PRESSION PARIETALE

FORCE PARIÉTALE

Le théorème de l'impulsion s'applique de la manière suivante :

$$\frac{dp}{dt} = \vec{F} = -\vec{F}' \quad (16)$$

La variation totale par unité de temps de l'impulsion portée par le fluide est égale à la résultante \vec{F} des forces agissant sur le fluide ($\vec{F} = -\vec{F}'$ réaction du fluide sur la conduite)

$$\begin{aligned} F &= \frac{dp}{dt} \\ &= \frac{d}{dt} (m_2 V_2 - m_1 V_1) \\ &= V_2 \frac{dm_2}{dt} - V_1 \frac{dm_1}{dt} \\ F &= V_2 \rho s_2 v_2 - v_1 \rho s_1 V_1 \\ &= \rho s_1 v_1 (V_2 - V_1) \end{aligned}$$

Par suite de l'équation de continuité

$$\begin{aligned} s_1 v_1 &= s_2 v_2 \\ F' &= \rho s_1 v_1 (V_1 - V_2) \end{aligned}$$

SURFACE PARIETALE

Partant des valeurs du diamètre de la section normale obtenues à l'aide du modèle physique, déterminant pour pas $\Delta x = 3mm$ de l'artère pour une longueur de 60mm, la valeur de la vitesse et de la surface pariétale pour chaque pas est définie par la relation :

$$v_i = \frac{Q}{S_i} \tag{17}$$

$$S_{p_i} = \pi \cdot d_i \cdot \Delta x \tag{18}$$

Ou

v_i : vitesse correspondante à la section $S_i(m/s)$;

S_i : Section de la conduite au pas $\Delta x(m^2)$

S_{p_i} : Section de la paroi au pas $\Delta x(m^2)$;

d_i : diamètre du conduit au pas Δx .

RESOLUTION

Connaissant la vitesse, section frontale et pariétale de l'artère à chaque pas, déterminons la pression pariétale par la formule ci-après :

$$p_{ri} = \frac{F_i}{S_{p_i}} \tag{19}$$

$$= \frac{\rho \cdot S_i \cdot V_i \cdot (v_{i+1} - v_2)}{\pi \cdot d_i \cdot \Delta x}$$

Où

p_{ri} : Pression pariétale correspond à la section pariétale S_{p_i} ;

V_i : vitesse d'écoulement correspondant au diamètre d_i ;

S_i : Section frontale correspondant au diamètre d_i ;

ρ : Masse volumique du sang.

RESULTATS

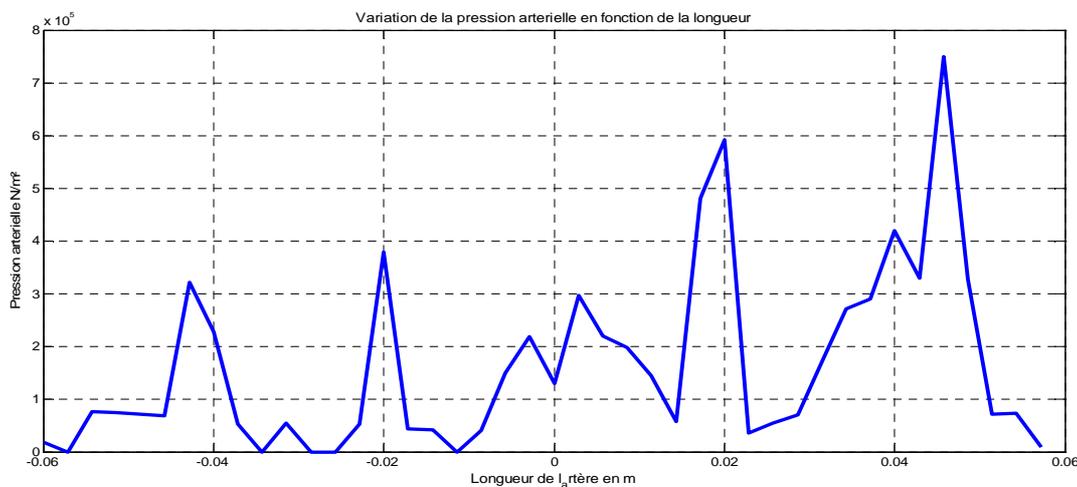


Figure 7 : Variation de la pression pariétale dans l'artère en fonction du diamètre.

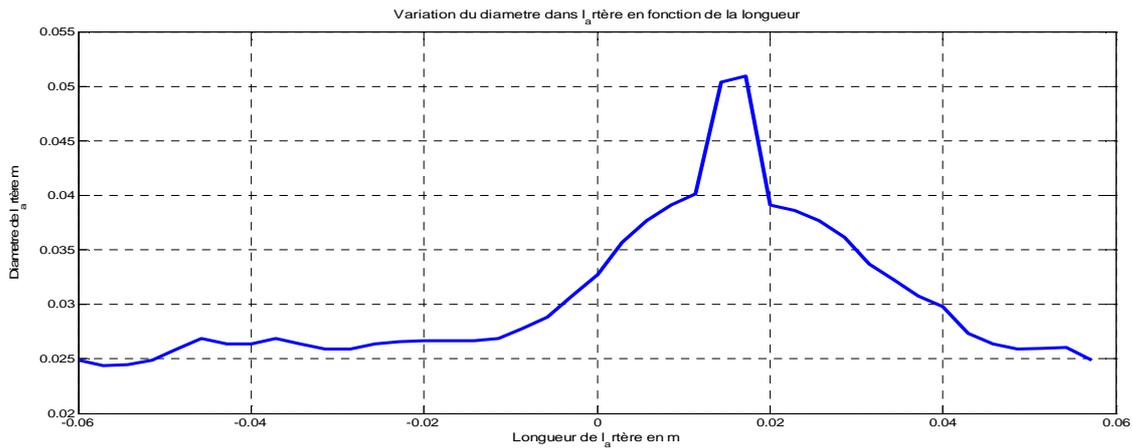


Figure 8 : Variation du diamètre en fonction de la longueur.

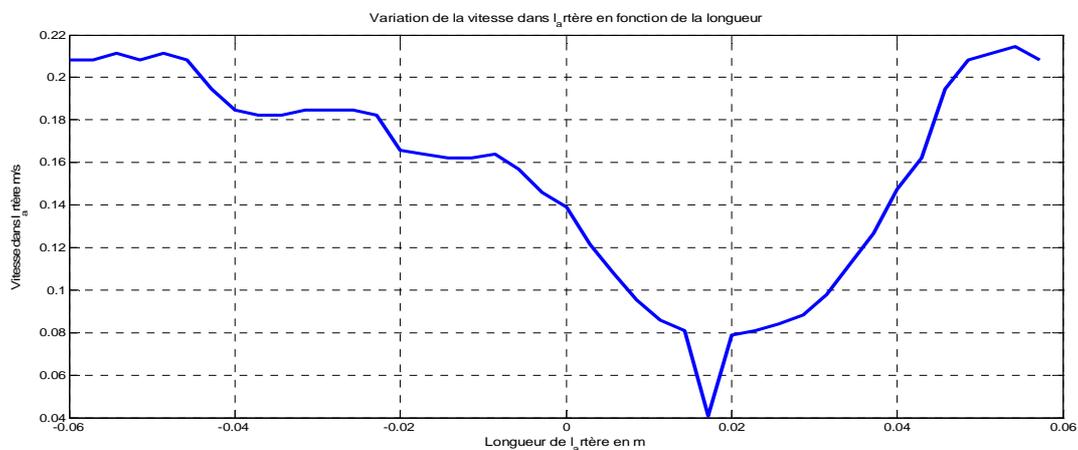


Figure 9 : Variation de la vitesse dans l'artère en fonction de la longueur.

DISCUSSION

Ce bref aperçu sur la modélisation de l'écoulement du sang dans l'anévrisme de l'aorte abdominale a montré que le sang est un fluide incompressible et l'aorte une structure. Nous référons au principe de Bernoulli sur la dynamique des fluides qui stipule que l'augmentation du rayon dans une conduite hydraulique entraîne une diminution de la vitesse et par conséquent une perte d'énergie cinétique qui se traduit par une augmentation de la pression et celui de Laplace disant que plus le rayon est grand, plus la tension exercée sur la fibre musculaire est grande. En observant nos résultats nous constatons qu'ils traduisent le principe énoncé par ces deux auteurs célèbres.

CONCLUSION

Nous voici à la fin de cet article, inscrit dans la dynamique de modéliser Physiquement et mathématiquement l'écoulement sanguin dans l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale(AAA).

Pour y parvenir, nous avons recouru au logiciel Solidworks qui nous a permis de réaliser un modèle physique montrant que l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale(AAA), est une augmentation du diamètre de l'aorte abdominale d'au moins 50% par rapport à son diamètre normal.

Ensuite, nous avons fait usage des différentes équations mathématiques existant déjà, à savoir : l'équation de Navier Stokes, la loi de l'impulsion du fluide et autres qui nous ont servi de base pour évaluer le comportement de l'écoulement sanguin dans l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier tous ceux qui par leur aide directe ou indirecte, ont rendu la réalisation de cet article possible, dont : le professeur Nkebolo Malafu, Beta Mwakatita Mura, Ahuka Shamba, Beya dibue, le Chef des Travaux Rosta pour ses orientations scientifiques et l'assistant Doris Mansiantima qui n'ont pas manqué d'intérêt pendant la rédaction de ce dernier.

REFERENCES

- [1] MABEM Parie 13 Mais 2008 Modelisation mathemetique en biologie et en medecine un etat des lieux de la recherche en France à travers les équipes du GDR P1
- [2] K. W. Johnston, R. B. Rutherford, M. D. Tilson, D. M. Shah, L. Hollier, J. C. Stanley. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 13(3):452–458, 1991.
- [3] Forte pharma (février 2014) Rupture de l'anévrisme de l'aorte abdominal dépistage frés.
- [4] Haute Autorité de santé Recommandation en santé publique » fiche de dépistage et prévention des anévrismes de l'aorte abdominale » France 2012.
- [5] Gore et Associates Information pour le patient « traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte abdominale P₄.
- [6] A. Lederle, G. R. Johnson, S. E. Wilson, I. L. Gordon, E. P. Chute, F. N. Littooy, W. C. Krupski, D. Bandyk, G. W. Barone, L. M. Graham, R. J. Hye, D. B. Reinke, L. M. Messina, C. W. Acher, D. J. Ballard, H. J. Ansel, A. W. Averbook, M. S. Makaroun, G. L. Moneta, J. Freischlag, R. G. Makhoul, M. Tabbara, G. B. Zelenock, J. H. Rapp. Relationship of age, gender, race, and body size to infrarenal aortic diameter. *Journal of Vascular Surgery*, 26(4):595 601, 1997.
- [7] Natali.J. 1989, anévrisme de l'aorte abdominale Encyclopédie Médical chirurgie, Paris.
- [8] Zaher Kharboutly, 2007, thèse, étude de l'écoulement sanguin dans des fistules artériole-veineuses reconstruire à partir d'image médicale P₁₇.
- [9] E. Dieu le Saint 1987 automatique appliquée édition Mexico SAO PAULO P44.
- [10] Leotta DF, Jus 2001 L'avenir :Angiosonologie 3D.
- [11] L.Landau et al 1971 Physique générale théorie tome VI Mécanique des fluides éditions Mir Moscou P₁₀.
- [12] Jean Marc er Brun August 8.2008 Mécanique des fluides P30.
- [13] A.Mellet and A.Vasseur on the barotropie compressible Navir Stokes departement mathematics University of Texas at Austin P2.
- [14] Vincent Girinon 2012 These doctorale quelques problemes aux limites pour les équations de Navier Stokes P3.
- [15] Jean yves Chemin 2004 système de Navier Stokes incompressible soixante Dix ans après Jean Leray P102.
- [16] Steven Dobek 2012 Fluid Dynamics and the Navier Stokes équation CMSC 498 A :Spring 12 semestre.
- [17] Daveau Christian Master Map M₁Mathematique appliquée UE 2 équation aux derivées partielles par differences finies et volume fini P10.
- [18] Argenco –MS²F – Hydrologie,Hydrodynamique appliquée et construction hydraulique (HACH) Differences finies P10.
- [19] P.G.Ciarlet, 1978 the finite element method for elliptic problem, North Holland.
- [20] Vovelle 2011 intoduction à la méthode des volumes finis P1
- [21] Kamel Gueraoui Analyse numérique Methode de volumes finis Université Mohammed V-AGDAL Faculté de sciences Rabat.
- [22] D.Serre, systemes de lois de conservation I,Fondations,Diderot édition,Paris,1996 Hyperbolicité entropies ondes de choc.[*Hyperbolicity, entropies shock waves*].
- [23] C.M.Dafermos 2010 ,hyperbolic conservation laurs of continuum physics third ed,Grundlehren der Mathematischen wissenschaften [*fundamental principles of mathematical sciences*] vol.325,Sprnger-verlag,Berlin.
- [24] Mrabti A. 1999 these doctorale simulation numerique d'écoulement de conversion naturelle.
- [25] J.vovelle December 2011la méthode des volumes finis appliquée aux lois de conversion d'ordre un.
- [26] Anatoniadis A.and Bogot,J.and Von sachs,R.A.2007 multiscale approach for statistical characterization of spatial ly and temporally heterogeneous brain response image Technocal Report.
- [27] Tonnelier,A.2005 categorization of neural excitability using threshold modes,Neural computation.
- [28] Della Dora, Jing.and Maignan,A.and Tournier,L.2006 Dynamical systemes : and algorithmic point of view transgressive computing.
- [29] Jean Rossel1963 physique générale édition du Griffon- Neuchatel Diffusion Dunod-Paris P₁₃₉